

# 中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0887—2013

## 放射性粒籽植入治疗计划系统 剂量计算要求和试验方法

Radioactive seeds implantation treatment planning system—  
Requirements for dose calculations and test methods

2013-10-21 发布

2014-10-01 实施

国家食品药品监督管理总局 发布





## 前 言

本标准按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

请注意本标准的某些内容可能涉及专利。本标准的发布机构不承担识别这些专利的责任。

本标准由国家食品药品监督管理总局提出。

本标准由全国医用电器标准化技术委员会放射治疗、核医学和放射剂量学设备分技术委员会 (SAC/TC 10/SC 3) 归口。

本标准起草单位:北京市医疗器械检验所、北京航空航天大学宇航学院、山东新华医疗器械股份有限公司、深圳市海博科技有限公司。

本标准主要起草人:冯健、周付根、赵良东、崔智。



# 放射性籽粒植入治疗计划系统 剂量计算要求和试验方法

## 1 范围

本标准规定了放射性籽粒植入治疗计划系统(以下简称治疗计划系统)的剂量计算要求和试验方法。

本标准适用于放射性籽粒植入治疗计划系统的剂量计算。

## 2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

GB/T 17857 医用放射学术语(放射治疗、核医学和辐射剂量学设备)

## 3 术语和定义

GB/T 17857 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

### 3.1

#### 放射性籽粒 radioactive seeds

用于临床植入治疗、按一定要求封装的放射性核素。常用的有用钛管对称封装的<sup>125</sup>I和<sup>103</sup>Pd等。

### 3.2

#### 放射性籽粒植入治疗 radioactive seeds implantation therapy

通过经皮穿刺或其他方式将放射性籽粒置于体内实施治疗的方式。

如果不再取出植入的籽粒,也称为永久性放射性籽粒植入治疗。

## 4 要求

### 4.1 长度重建偏差

治疗计划系统的长度重建偏差不大于2 mm。

### 4.2 体积重建偏差

治疗计划系统的体积重建偏差不大于10%。

### 4.3 剂量计算偏差

治疗计划系统的剂量计算值与理论值之间的偏差不大于10%。

### 4.4 剂量场分布准确性

治疗计划系统的剂量场分布准确性不小于90%。

5 试验方法

5.1 长度重建偏差

在体模中标定两个已知距离不小于 5 cm 的标记点,将体模进行计算机断层成像装置(CT)或其他适合的成像装置扫描。治疗计划系统获取图像并进行三维重建,对已知标记点间的距离进行测量,利用公式(1)计算长度测量误差:

$$\Delta L = |L_1 - L_2| \quad \dots\dots\dots(1)$$

式中:

$\Delta L$  ——测量误差,单位为毫米(mm);

$L_1$  ——系统重建长度,单位为毫米(mm);

$L_2$  ——已知长度,单位为毫米(mm)。

5.2 体积重建偏差

将已知尺寸的实体圆柱体,用计算机断层成像装置(CT)或其他适合的成像装置扫描。治疗计划系统获取图像并进行三维重建。使用治疗计划系统的体积测量功能,测量重建后圆柱体的体积。

利用公式(2)计算治疗计划系统重建体积与圆柱体已知体积的相对误差:

$$\Delta V = \frac{|V_1 - V_2|}{V_2} \times 100\% \quad \dots\dots\dots(2)$$

式中:

$\Delta V$  ——测量误差;

$V_1$  ——系统重建体积;

$V_2$  ——已知体积。

5.3 剂量准确度

5.3.1 通用剂量计算方法

放射性粒籽二维剂量率  $\dot{D}(r, \theta)$  按公式(3)计算:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \times \Lambda \times \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \times g_L(r) \times F(r, \theta) \quad \dots\dots\dots(3)$$

式中:

$r$  ——从源中心到测量点 P 的距离,单位为厘米(cm);

$r_0$  ——参考距离,1 cm;

$\theta$  ——测量点 P 到源中心连线与源纵轴线的夹角,单位为度或弧度;

$\theta_0$  ——参考角度,90°或  $\pi/2$ (见图 1);

$S_K$  ——空气比释动能率强度,单位为戈瑞平方米每小时( $Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1}$ )。用符号 U 来代表这个复合单位,即  $1 U = 1 \mu Gy \cdot m^2 \cdot h^{-1} = 1 cGy \cdot cm^2 \cdot h^{-1}$ ;

$\Lambda$  ——水中参考点  $P(r_0, \theta_0)$  的剂量率和空气比释动能率强度  $S_K$  的比值;

$G_L(r, \theta)$  ——计算点的几何函数值;

$G_L(r_0, \theta_0)$  ——参考点的几何函数值;

$g_L(r)$  ——径向剂量函数,由于光子散射和衰减在横断面上引起的剂量衰减;

$F(r, \theta)$  ——二维各向异性函数,即剂量随横断面极角变化的关系。

以上参数的详细表述见附录 A。

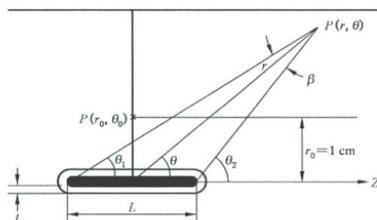


图 1 近距离治疗剂量计算坐标系

累计吸收剂量  $D(r, \theta)$  按公式(4)计算:

$$D(r, \theta) = \dot{D}_0(r, \theta) \times 1.443 \times T_{1/2} \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中:

$\dot{D}_0(r, \theta)$ ——起始治疗的剂量率,按公式(3)计算,单位为戈瑞每小时( $\text{Gy h}^{-1}$ );

$T_{1/2}$ ——放射性粒籽源的半衰期,单位为小时(h)。

### 5.3.2 剂量计算偏差

剂量计算时使用的放射性粒籽参照附录 B。

相隔 20 mm 平行布设四个粒籽源,四个粒籽构成正方形分布,在正方形中心(粒籽中心平面正方形对角线交点)处,参照表 1 的数据,得到该点的理论剂量值。

表 1 空气比释动能率强度为 1 U 近似点源完全衰减后的平均剂量

距离 cm	总衰减剂量/Gy		
	<sup>125</sup> I 6711 模型 1985 NIST 标准	<sup>125</sup> I 6711 模型 1999 NIST 标准	<sup>103</sup> Pd 200 模型 TheraSeed
0.5	70.02	77.98	20.19
1.0	16.83	18.74	3.91
1.5	6.93	7.71	1.33
2.0	3.50	3.90	0.56
2.5	1.97	2.19	0.27
3.0	1.18	1.32	0.13
3.5	0.74	0.83	0.07
4.0	0.49	0.54	0.04
4.5	0.33	0.37	0.02
5.0	0.23	0.26	0.01
5.5	0.17	0.19	
6.0	0.12	0.14	
6.5	0.09	0.10	
7.0	0.07	0.08	

注:表 1 数据为空气比释动能率强度为 1 U 的点源的剂量值,其中 1 U=1.1/1.4 mCi/h。详见附录 A.3。

然后用治疗计划系统计算该点剂量值,用公式(5)计算剂量计算偏差:

$$D = \frac{|C - T|}{T} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (5)$$

式中:

$D$  —— 剂量计算偏差;

$C$  —— 计算值;

$T$  —— 理论值。

#### 5.4 剂量分布准确性

任选不少于 3 个籽源,活度为临床常用的活度,分上下两层排列。籽源间距 1 cm,籽源中间放置一张慢感光胶片,用等效水材料填充,曝光得到胶片的剂量分布。用治疗计划系统计算在相同几何条件下的剂量分布,选取相同的等剂量线,胶片围成的面积  $S_1$ ,治疗计划系统围成的面积  $S_2$ 。计算两条等剂量线的重合面积  $S$ ,按公式(6)计算面积重合率  $C$ :

$$C = \frac{S}{S_2} \times 100\% \quad \dots\dots\dots (6)$$



附 录 A  
(资料性附录)  
剂量率计算公式说明

### A.1 基本限定

在本文件中,使用了如下的一些限定:

- a) 源指的是经任意封装并可用作近距离治疗的放射性核素。对封装的尺寸和对称性没有限制。
- b) 点源是由一个没有几何尺寸的点发出的源,其放射性是球对称的,剂量衰减可以用平方反比定律  $1/r^2$  来描述。
- c) 线源指的是放射活性沿纵轴方向均匀分布,长度为  $L$  的源。
- d) 籽源指的是柱形对称封装的源,它的活性长度  $L$  不大于 0.5 cm。
- e) 柱形对称封装源的横断面指的是与源的纵轴垂直并将放射性分布平分的平面。

### A.2 概述

在临床实践中,源的位置和方向通过放射性标记物来标识。一般来说,这些标记物在源的内部对称放置,因此相对于源的对称轴,标记物、放射活性分布和源的包壳具有相同的几何中心。这样,决定放射性同位素的位置就要以识别放射性标记物的位置为基础。本标准中讨论的所有的源都可以通过一个源包壳和关于横断面对称分布的放射性标记物来精确描述,依定义,横断面平分了活性源并定义了剂量计算公式的原点。然而公式(3)也适用于关于横断面不对称的源。对于具有如下特性的源:

- a) 放射分布沿中分源包壳或标记的平面明显不对称。
- b) 不对称的程度预先已知或可通过影像测量。
- c) 源的方位可以通过临床应用情况(如通过 CT 或透视照相)决定,这样源的坐标原点应该放在放射核素活度分布的几何中心位置(和通过放射显像标记的位置信息确定的一致),而不是放在源包壳或放射显像标记的外表面决定的几何中心。如果临床实际中不能用放射显像标记来识别出源的方位及其非对称性分布,就只能假定源的几何中心一定在放射显像标记物的质心点上,这是实际应用中的通常做法。

公式(3)适用于剂量相对于源纵轴呈轴(柱面)对称分布的源。此外,在 IV B 部分提供的一致性(一致公认的)数据集也假定剂量分布是关于横断面呈对称分布的,即源的活度分布在横断面的两侧互成镜像。但公式(3)却是一个普遍适用的公式,它也适用于活度分布并不相对于横断面呈对称分布的源。

### A.3 空气比释动能率强度

空气比释动能率强度的单位是  $\mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1}$ 。为方便记,用一个符号  $U$  来代表这个复合单位,即  $1 U = 1 \mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = 1 \text{cGy cm}^2\text{h}^{-1}$ 。

空气比释动能率强度  $S_K$  是真空中在距离  $d$  处由能量大于  $\delta$  的光子所致的空气比释动能率  $\dot{K}_\delta(d)$  与距离  $d$  的平方的乘积:

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) d^2 \quad \dots\dots\dots (\text{A.1})$$

式中:

$d$  ——从源中心到定义  $\dot{K}_\delta(d)$  的点的距离(不是必须的,但通常是与测量点联系在一起),这个

点应该是在源的横断面上。距离  $d$  要比源活性分布的最大线度要大,以保证  $S_K$  独立于  $d$ 。

$\dot{K}_s(d)$ ——通常由源横断面上测量的自由空气中的空气比释动能率推导得到,要求测量距离要比探测器的尺度和源的尺度大,通常在 1 m 左右。“在真空中”意指测量时要考虑到空气中的光子衰减和散射及其他处于源与探测器之间的介质对测量结果的影响,以及光子从测量环境附近的物体如墙壁、地板、天花板的散射的影响,对这些因素进行适当的修正。当然也可以通过计算来得到空气比释动能率以避免实际测量中各种因素的限制。截止能量  $\delta$  是为了除去低能及外界污染光子(例如由钢或钛的源覆层发出的特征 X 射线),这些光子会增加  $\dot{K}_s(d)$  的值,但对于距源 0.1 cm 以外的组织剂量却没有贡献。 $\delta$  的取值依赖于实际应用情况,对于低能光子发射近距离治疗而言通常取 5 KeV。

A.4 剂量率常数

水中剂量率常数  $\Lambda$  是水中参考位置处的剂量率  $P(r_0, \theta_0)$  和空气比释动能率强度  $S_K$  的比值。 $\Lambda$  的单位是  $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$ ,即  $\text{cm}^{-2}$ 。

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K} \dots\dots\dots (A.2)$$

剂量率常数依赖于放射性核素及源模型,并受到源内部设计及初级标准中用于获得  $S_K$  的实验方法的影响。

1999 年,  $A_{\text{rad}, \text{Pqqs}}$  被引入,以同时标识用于决定  $D(r_0, \theta_0)$  的剂量率测量或计算方法 and 此剂量率所归一到的校准标准。下标“D”指参考剂量率,“nn”指这个参考剂量率所公布的年份(测量值或剂量值),“P”指源强度标准的提供者或来源(如 P=“N”指 NIST, P=“T”指 Theragenics 公司自己的校准标准),“qq”指这个源强度所完成的年份,下标“S”代表 Standard。例如,  $A_{97D, \text{N99S}}$  表示此剂量率常数由剂量学测量获得,于 1997 年公布并归一得到的  $S_K$  可追溯到 1999 年的 NIST 标准。也可以使用额外的标记如  $^{6702}_{\text{TLD}} A_{97D, \text{N85S}}$  表示一个 6702 型源的剂量率常数,于 1997 年用 TLD 方法测量并公布,可追溯到 1985 年的 NIST 标准。这些符号对于比较由不同研究者得到的结果,明显标识源的特性如所采用的校准过程、是否包括钛的 K 层电子特征 X 射线的影响等方面都很有用。

A.5 几何函数

对于临床近距离治疗的剂量计算,几何函数可以在对以表格形式提供的剂量率数据进行插值的过程中提高精度。从物理的角度看,几何函数忽略了散射和衰减的影响,基于一个对源内部放射性空间分布的近似模型提供了有效的平方反比定律修正。因为几何函数仅仅用于对表格数据的插值计算,因此这种高度简化的近似同样可以在治疗计划中得到足够准确的剂量计算结果。本标准中推荐使用的点源及线源模型可以使用如下的几何函数:

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad \text{点源近似}$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \theta \neq 0 \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \theta = 1 \end{cases} \quad \text{线源近似} \dots\dots\dots (A.3)$$

式中:

$\beta$ ——以弧度为单位的角,指的是线源的两个端点与计算点  $P(r, \theta)$  所构成的张角。

原则上,点源或线源都有可能用一维和二维公式一致性地实现。在这种情况下,“一致性”指用于从

参数推导剂量率的几何函数应该与用于准备径向剂量函数和二维各向异性函数的数据一致,包括在  $G(r, \theta)$  中所使用的活性长度  $L$ 。在这些条件下,剂量计算将可以精确地重复测量或用蒙特卡洛方法从  $g(r)$  和  $F(r, \theta)$  数据表格中推导的剂量率。

本标准总是推荐使用线源几何函数来评估二维剂量分布,而评估一维剂量分布则可以用点源也可以用线源几何函数。

因为这些简单函数的作用仅仅是用来从表格列出的数据中插值计算原来的剂量结果,所以它们在剂量计算中的作用是可靠的。

如果放射活性分布在一个标准的圆柱或回环上,本标准推荐将柱体的长度作为活性长度。对于包括多个均匀分布的放射活性组份的近距离治疗源,  $L$  应该是其有效长度  $L_{\text{eff}}$ :

$$L_{\text{eff}} = \Delta S \times N \quad \dots\dots\dots (\text{A.4})$$

式中:

$N$  ——源中包括的籽源的数目;

$\Delta S$  ——籽源的平均中心距离。

如果  $L_{\text{eff}}$  比源壳的物理长度(通常为 4.5 mm)大,则应该用最大间距(活性分布最接近的两个末端之间的距离)作活性长度。这个技术可以避免在计算组织中一些位于假想线源上而实际正好在物理源终端处的点时  $G(r, \theta)$  出现奇异值的情况。

可以用一些形式更复杂的几何函数来计算在近距离处而表格上又没有给出的点的剂量,如可以将  $g(r)$  和  $F(r, \theta)$  外推到更小距离。不过绝大多数商用近距离治疗计划系统只支持点源或线源几何函数。因此,本标准中所提供的表格数据都是基于点源或线源近似的,而将这些数据转换为与实际应用的近距离治疗计划系统可用的更复杂的几何函数相兼容的形式则是物理师自己的责任。

## A.6 径向函数

径向剂量函数  $g_x(r)$  用来表达横断面上由于光子散射和衰减引起的剂量衰减,即包括几何函数没有包括衰落。 $g_x(r)$  的定义见式(A.5),它在  $r_0 = 1$  cm 时为 1。

$$g_x(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{G_x(r_0, \theta_0)}{G_x(r, \theta_0)} \quad \dots\dots\dots (\text{A.5})$$

此剂量计算公式在径向剂量函数和几何函数中增加了角标“X”来标识在数据转换中是应用了点源“P”或是线源“L”的几何函数。相应地,本标准不仅提供了  $g_P(r)$  的表格数据,也提供了  $g_L(r)$  的表格数据。

因为可以通过线性插值或其他适当的数据模型拟合表格数据来得到  $g_x(r)$ ,一些商用治疗计划系统目前采用了一个 5 次多项式来对表格提供的  $g(r)$  数据进行拟合。此等多项式拟合在径向距离远离原始表格数据的地方会得到误差很大的错误数据,而采用如下替代拟合公式则可以得到对这种效果不是那么敏感的结果。

$$g_x(r) = a_0 + a_1 r^2 + a_2 r^2 + a_3 r^3 + a_4 r^4 + a_5 r^5 \quad \dots\dots\dots (\text{A.6})$$

式中:

要求参数  $a_0 \sim a_5$  可以达到对数据拟合的误差小于 2%。同样,拟合误差能达到此标准的径向范围也需要明确标定。

## A.7 二维各项异性函数

二维各项异性函数  $F(r, \theta)$  的定义为:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \cdot \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)} \quad \dots\dots\dots (\text{A.7})$$

二维各向异性函数用于表述剂量随相对于横断面的极角的变化情况。 $F(r, \theta)$ 在横断面内的值总是1。当离开横断面时, $F(r, \theta)$ 的值通常会因以下原因而降低:

- a) 当  $r$  降低时;
- b) 当  $\theta$  接近  $0^\circ$  或  $180^\circ$  时;
- c) 源包壳厚度增加时;
- d) 当光子能量降低时。但对于表面涂有一层低能光子发射核素的标准柱形源,可能由于朝向横断面的方向上有活性元素的滤过作用而使得  $F(r, \theta)$  的值在:

$|\theta - 90^\circ| > \pm \arcsin(L/2r)$  时大于1。

前面已经叙述过,在公式(A.3)中用于计算  $G_L(r, \theta)$  的活性长度  $L$  应该与公式(A.5)中用于计算  $g_L(r)$  和公式(A.7)中用于计算  $F(r, \theta)$  的  $L$  值一致。否则,会在较近距离处计算剂量时出现较大误差。例如,在  $r=0.5$  cm 时,  $L$  从 3 mm 改变到 5 mm 将会引起  $G_L(r, \theta)$  的值变化 5%。

**附录 B**  
(资料性附录)

常用放射性粒籽的封装形式和剂量学数据

**B.1 常用放射性粒籽的封装形式**

**B.1.1 6702<sup>125</sup>I 和 6711<sup>125</sup>I 粒籽源**

6702 源模型包括一个钛焊接胶囊,内含吸附<sup>125</sup>I 的阴离子交换树脂球[图 B.1a)]。

6711 源自 1983 年推出以来一直广泛应用于永久性植入[图 B.1b)]。它包括一个 4.5 mm 焊接钛胶囊,0.05 mm 厚的焊接端盖。该胶囊包含一个 3.0 mm 长的吸附<sup>125</sup>I 的银棒。

**B.1.2 2301<sup>125</sup>I 粒籽源**

双薄壁封装设计的目的是在源的两端形成薄壁,得到相应的各向同性的角分布。相对于 6711 源模型,它使用银作基质,也作为 X 射线源标记为病人定位,而模型 2300 采用了钨棒。围绕着棒,<sup>125</sup>I 分布在低原子序数的圆柱状环内。

模型 2301 源物理长度 4.95 mm,外径 0.8 mm。放射性核素<sup>125</sup>I 被注入的有机矩阵内,其钨棒有效长度 3.95 mm,直径 0.25 mm[见图 B.1c)]。

**B.1.3 3631-A/M <sup>125</sup>I 源模型**

胶囊状外壳由钛制成,外径 0.81 mm,壁厚 0.05 mm,额定长度 4.5 mm,球形焊接处厚度 0.05 mm~0.15 mm。3631-A/M 内部有四个聚苯乙烯离子交换树脂串珠,<sup>125</sup>I 均匀分布其中。四个串珠被分为两组金-铜的放射性标记。每个串珠和标记的额定直径 0.5 mm,都可以在胶囊状密封体内自由移动,见[图 B.1d)]。

**B.1.4 I25.S06 <sup>125</sup>I 源**

I25.S06 源(isoseed)封装包含一个 0.05 mm 厚的钛胶囊球型的末端有 0.44 mm~0.48 mm 厚的焊缝。放射性核心由一个 3.5 mm 长的圆柱形陶瓷(氧化铝,2.88 g/cm<sup>3</sup>)组成,放射性<sup>125</sup>I 均匀分布在其环面内。直径 0.17 mm,长 3.5 mm,放置在陶瓷芯,帮助放射源定位。示意图见图 B.1e)。

**B.1.5 IS-12501 <sup>125</sup>I 源**

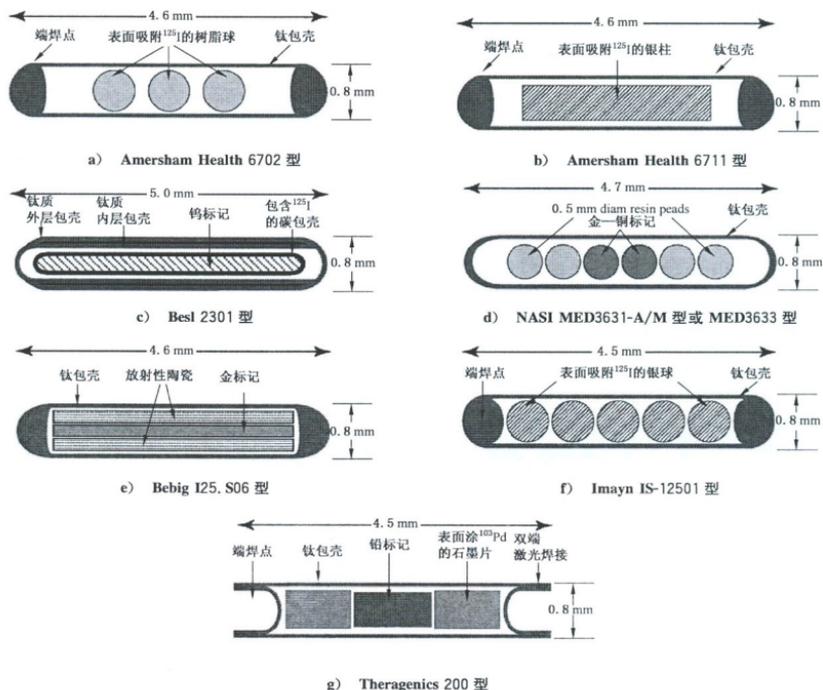
该源模型包括 5 个直径 0.56 mm 的银质球状骨针,<sup>125</sup>I 碘化银附着其上[图 B.1f)]。银质球状骨针被封装在钛管中,尾端激光焊接。

**B.1.6 200 <sup>103</sup>Pd 源**

该源封装在 0.056 mm 测厚的钛管内,外部长 4.50 mm,实测平均外径为 0.83 mm,[见图 B.1g)]。管的两端以倒转的“末端杯子”方法封闭,0.040 mm 厚的钛金属组成的钛焊接管。内部源组件包括 2 个石墨颗粒,模拟圆柱体形状,形成直径 0.56 mm 长 0.89 mm,混合物添加放射性和非放射性钯。石墨颗粒之间有一个圆柱形铅标记。

**B.1.7 3633 <sup>103</sup>Pd 源**

该源具有与 3631-A/M 相同的内部/外部几何结构 L 为 4.2 mm[见图 B.1d)]。然而,<sup>103</sup>Pd 仅分布于离子交换器的表面。



g) Theragenics 200 型

a)、b)和 e)、g)源的钛包壳厚度是 0.06 mm,c)源和每层包壳厚度是 0.04 mm。其余的源的包壳厚度是 0.05 mm。

图 B.1 源的示意图

## B.2 常用放射性粒籽的剂量学数据

表 B.1 提供给制造商的空气比释动能率强度的 NIST 标准 WAFAC 刻度日期和剂量率常数值

制造商和源的型号		NIST 校准日期	CON <sup>a</sup> [cGy · h <sup>-1</sup> · U <sup>-1</sup> ]	与 1999 年校准值 相比 Δ 值的差别 %
Amersham 6702	<sup>125</sup> I	1998 年 4 月 15 日	1.036	N/A
Amersham 6711	<sup>125</sup> I	1998 年 4 月 15 日	0.965	N/A
Best Industries 2301	<sup>125</sup> I	2000 年 8 月 18 日	1.018	+3.3%
NASI MED3631-A/M	<sup>125</sup> I	2001 年 6 月 30 日	1.036	+1.0%
Bebig/Theragenics I25.S06	<sup>125</sup> I	2001 年 1 月 27 日	1.012	+2.2%
Imagyn IS-12501	<sup>125</sup> I	2000 年 10 月 21 日	0.940	+3.5%
Theragenics 200	<sup>103</sup> Pd	2000 年 7 月 8 日	0.686	+4.0%
NASI MED 3633	<sup>103</sup> Pd	2001 年 4 月 23 日	0.688	+4.3%

表 B.2 六种<sup>125</sup>I源的  $g(r)$  值。插植的数据使用黑体,斜体数据来自于候选数据库,尚未达成一致

$r/cm$	线源近似						点源近似					
	Amersham 6702 <i>L=</i> 3.0 mm	Amersham 6711 <i>L=</i> 3.0 mm	Best 2301 <i>L=</i> 4.0 mm	NASI MED3631- A/M <i>L=</i> 4.2 mm	Bebig I25. S06 <i>L=</i> 3.5 mm	Imagyn ISI2501 <i>L=</i> 3.4 mm	Amersham 6702	Amersham 6711	Best 2301	NASI MED3631- A/M	Bebig I25. S06	Imagyn ISI2501
	0.10	1.020	1.055	1.033		1.010	1.022	0.673	0.696	0.579		0.613
0.15	1.022	1.078	1.029		1.018	1.058	0.809	0.853	0.725		0.760	0.799
0.25	1.024	1.082	1.027	0.998	1.030	1.093	0.929	0.982	0.878	0.842	0.908	0.969
0.50	1.030	1.071	1.028	1.025	1.030	1.080	1.008	1.048	0.991	0.985	1.001	1.051
0.75	1.020	1.042	1.030	1.019	1.020	1.048	1.014	1.036	1.020	1.008	1.012	1.040
1.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
1.50	0.935	0.908	0.938	0.954	0.937	0.907	0.939	0.912	0.945	0.962	0.942	0.912
2.00	0.861	0.814	0.866	0.836	0.857	0.808	0.866	0.819	0.875	0.845	0.863	0.814
3.00	0.697	0.632	0.707	0.676	0.689	0.618	0.702	0.636	0.715	0.685	0.695	0.623
4.00	0.553	0.496	0.555	0.523	0.538	0.463	0.557	0.499	0.562	0.530	0.543	0.467
5.00	0.425	0.384	0.427	0.395	0.409	0.348	0.428	0.367	0.432	0.401	0.413	0.351
6.00	0.322	0.270	0.320	0.293	0.313	0.253	0.324	0.272	0.324	0.297	0.316	0.255
7.00	0.241	0.199	0.248	0.211	0.232	0.193	0.243	0.200	0.251	0.214	0.234	0.195
8.00	0.179	0.148	0.187	0.176	0.176	0.149	0.180	0.149	0.189	0.189	0.178	0.150
9.00	0.134	0.109	0.142		0.134	0.100	0.135	0.110	0.144		0.135	0.101
10.00	0.097 9	0.080 3	0.103		0.095 7	0.075	0.098 6	0.080 9	0.104		0.096 7	0.076

表 B.3 两种<sup>103</sup>Pd源的  $g(r)$  值。插植的数据使用黑体,斜体数据来自于候选数据库,尚未达成一致

$r/cm$	线源近似		点源近似	
	Theragenics 200 <i>L=4.23 mm</i>	NASI MED3633 <i>L=4.2 mm</i>	Theragenics 200	NASI MED3633
0.10	0.911		0.494	
0.15	1.21		0.831	
0.25	1.37		1.154	1.123
0.30	1.38		1.220	1.170
0.40	1.36		1.269	1.201
0.50	1.30		1.248	1.194
0.75	1.15		1.137	1.113
1.00	1.000		1.000	1.000
1.50	0.749		0.755	0.776
2.00	0.555		0.561	0.589
2.50	0.410		0.415	0.443
3.00	0.302		0.306	0.329
3.50	0.223		0.226	0.244
4.00	0.163		0.165	0.179
5.00	0.088 7		0.090 0	0.099
6.00	0.048 2		0.048 9	0.054
7.00	0.026 2		0.026 6	0.028
10.00	0.006 15		0.006 24	

表 B.4 Amersham 模型 6702 的  $F(r, \theta)$ 

极角 $\theta$ (°)	$r/cm$					
	0.5	1	2	3	4	5
0	0.385	0.420	0.493	0.533	0.569	0.589
5	0.413	0.472	0.546	0.586	0.613	0.631
10	0.531	0.584	0.630	0.660	0.681	0.697
15	0.700	0.700	0.719	0.738	0.749	0.758
20	0.788	0.789	0.793	0.805	0.810	0.814
30	0.892	0.888	0.888	0.891	0.892	0.892
40	0.949	0.948	0.944	0.944	0.944	0.944
50	0.977	0.973	0.967	0.967	0.967	0.967
60	0.989	0.985	0.983	0.983	0.983	0.983
70	0.996	0.992	0.990	0.990	0.990	0.990
80	1.000	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998
$\phi_{90}(r)$	0.986	0.960	0.952	0.951	0.954	0.954

表 B.5 Amersham 模型 6711 的  $F(r, \theta)$ 

极角 $\theta$ (°)	$r/cm$					
	0.5	1	2	3	4	5
0	0.333	0.370	0.442	0.488	0.520	0.550
5	0.400	0.429	0.497	0.535	0.561	0.587
10	0.519	0.537	0.580	0.609	0.630	0.645
20	0.716	0.705	0.727	0.743	0.752	0.760
30	0.846	0.834	0.842	0.846	0.848	0.852
40	0.926	0.925	0.926	0.926	0.928	0.928
50	0.972	0.972	0.970	0.969	0.969	0.969
60	0.991	0.991	0.987	0.987	0.987	0.987
70	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995	0.995
80	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999
$\phi_{90}(r)$	0.973	0.944	0.941	0.942	0.943	0.944

表 B.6 最佳模型 2301 的  $F(r, \theta)$ 

极角 $\theta$ (°)	$r/cm$						
	1	2	3	4	5	6	7
0	0.367	0.454	0.922	0.902	0.894	0.893	0.858
5	0.724	0.720	0.726	0.738	0.753	0.771	0.800
10	0.653	0.671	0.699	0.727	0.732	0.764	0.782
20	0.785	0.794	0.809	0.814	0.825	0.852	0.821
30	0.900	0.890	0.885	0.892	0.899	0.915	0.873
40	0.982	0.954	0.947	0.939	0.943	0.976	0.937
50	1.014	0.992	0.985	0.991	0.997	0.989	0.961
60	1.030	1.010	1.009	1.007	1.010	1.019	1.002
70	1.036	1.026	1.016	1.023	1.011	1.035	1.010
80	1.010	1.030	1.019	1.017	1.010	1.020	1.005
$\phi_{90}(r)$	0.945	0.987	0.968	0.971	0.969	0.991	0.969

表 B.7 NASI 模型 MED3631-A/M 的  $F(r, \theta)$ 

板角 $\theta(^{\circ})$	$r/\text{cm}$					
	0.25	0.5	1	2	5	10
0	1.038	0.690	0.702	0.667	0.718	0.771
10	0.984	0.700	0.662	0.676	0.728	0.758
20	0.916	0.761	0.747	0.764	0.794	0.815
30	0.928	0.854	0.846	0.852	0.871	0.878
40	0.941	0.909	0.906	0.909	0.918	0.914
50	0.962	0.949	0.949	0.950	0.958	0.954
60	0.975	0.975	0.975	0.975	0.983	0.972
70	0.991	0.989	0.992	0.990	0.993	0.989
80	0.999	0.999	1.003	0.996	0.998	0.999
$\phi_m(r)$	1.288	1.008	0.952	0.945	0.948	0.948

表 B.8 Bebig/Theragenics 模型 I25.S06 的  $F(r, \theta)$ 。斜体数据来自于候选数据库,尚未达成一致

板度 $\theta(^{\circ})$	$r/\text{cm}$							
	0.25	0.5	1	2	3	4	5	7
0	0.302	0.429	0.512	0.579	0.610	0.631	0.649	0.684
5	0.352	0.436	0.509	0.576	0.610	0.635	0.651	0.689
10	0.440	0.476	0.557	0.622	0.651	0.672	0.689	0.721
20	0.746	0.686	0.721	0.757	0.771	0.785	0.790	0.807
30	0.886	0.820	0.828	0.846	0.857	0.862	0.867	0.874
40	0.943	0.897	0.898	0.907	0.908	0.913	0.918	0.912
50	0.969	0.946	0.942	0.947	0.944	0.947	0.949	0.946
60	0.984	0.974	0.970	0.974	0.967	0.966	0.967	0.976
70	0.994	0.989	0.988	0.990	0.984	0.985	0.987	0.994
80	0.998	0.998	0.998	1.000	0.994	1.000	0.993	0.999
$\phi_m(r)$	1.122	0.968	0.939	0.939	0.938	0.940	0.941	0.949

表 B.9 Imagyn 模型 IS-12501 的  $F(r, \theta)$ 。斜体数据来自于候选数据库,尚未达成一致

板角 $\theta(^{\circ})$	$r/\text{cm}$				
	1	2	3	5	7
0	0.241	0.337	0.362	0.424	0.454
10	0.327	0.399	0.440	0.486	0.510
20	0.479	0.532	0.563	0.584	0.581
30	0.634	0.663	0.681	0.706	0.700
40	0.768	0.775	0.786	0.806	0.776
50	0.867	0.870	0.878	0.875	0.849
60	0.946	0.944	0.944	0.943	0.913
70	0.986	0.985	0.987	0.974	0.955
80	0.998	0.994	1.004	0.981	0.956
$\phi_m(r)$	0.867	0.886	0.894	0.897	0.879

表 B.10 Theragenics 公司模型 200 的  $F(r, \theta)$ 。斜体数据来自于候选数据库, 尚未达成一致

极角 $\theta(^{\circ})$	$r/\text{cm}$								
	0.25	0.5	0.75	1	2	3	4	5	7.5
0	0.619	0.694	0.601	0.541	0.526	0.504	0.497	0.513	0.547
1	0.617	0.689	0.597	0.549	0.492	0.505	0.513	0.533	0.580
2	0.618	0.674	0.574	0.534	0.514	0.517	0.524	0.538	0.568
3	0.620	0.642	0.577	0.538	0.506	0.509	0.519	0.532	0.570
5	0.617	0.600	0.540	0.510	0.499	0.508	0.514	0.531	0.571
7	0.579	0.553	0.519	0.498	0.498	0.509	0.521	0.532	0.568
10	0.284	0.496	0.495	0.487	0.504	0.519	0.530	0.544	0.590
12	0.191	0.466	0.486	0.487	0.512	0.529	0.544	0.555	0.614
15	0.289	0.446	0.482	0.490	0.523	0.540	0.556	0.567	0.614
20	0.496	0.442	0.486	0.501	0.547	0.568	0.585	0.605	0.642
25	0.655	0.497	0.524	0.537	0.582	0.603	0.621	0.640	0.684
30	0.775	0.586	0.585	0.593	0.633	0.654	0.667	0.683	0.719
40	0.917	0.734	0.726	0.727	0.750	0.766	0.778	0.784	0.820
50	0.945	0.837	0.831	0.834	0.853	0.869	0.881	0.886	0.912
60	0.976	0.906	0.907	0.912	0.931	0.942	0.960	0.964	0.974
70	0.981	0.929	0.954	0.964	0.989	1.001	1.008	1.004	1.011
75	0.947	0.938	0.961	0.978	1.006	1.021	1.029	1.024	1.033
80	0.992	0.955	0.959	0.972	1.017	1.035	1.046	1.037	1.043
85	1.007	0.973	0.960	0.982	0.998	1.030	1.041	1.036	1.043
$\phi_{\text{in}}(r)$	1.130	0.880	0.859	0.855	0.870	0.884	0.895	0.897	0.918

表 B.11 NASI 模型 MED3633 的  $F(r, \theta)$ 

极角 $\theta(^{\circ})$	$r/\text{cm}$					
	0.25	0.5	1	2	5	10
0	1.024	0.667	0.566	0.589	0.609	0.733
10	0.888	0.581	0.536	0.536	0.569	0.641
20	0.850	0.627	0.603	0.614	0.652	0.716
30	0.892	0.748	0.729	0.734	0.756	0.786
40	0.931	0.838	0.821	0.824	0.837	0.853
50	0.952	0.897	0.890	0.891	0.901	0.905
60	0.971	0.942	0.942	0.940	0.948	0.939
70	0.995	0.976	0.974	0.973	0.980	0.974
80	1.003	0.994	0.997	0.994	1.000	0.986
$\phi_{\text{in}}(r)$	1.257	0.962	0.903	0.895	0.898	0.917



中华人民共和国医药  
行业标准  
放射性粒籽植入治疗计划系统  
剂量计算要求和试验方法  
YY/T 0887—2013

\*

中国标准出版社出版发行  
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100013)  
北京市西城区三里河北街16号(100045)

网址 [www.spc.net.cn](http://www.spc.net.cn)  
总编室:(010)64275323 发行中心:(010)51780235  
读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷  
各地新华书店经销

\*

开本 880×1230 1/16 印张 1.25 字数 30 千字  
2014年2月第一版 2014年2月第一次印刷

\*

书号: 155066·2-26131 定价 26.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换  
版权专有 侵权必究  
举报电话:(010)68510107



YY/T 0887—2013